

Our Ref.: 2382-22
TO-US-1349

U.S. PATENT APPLICATION

Inventor(s): Mitsue MIYAZAKI

Invention: MAGNETIC RESONANCE IMAGING USING MT PULSE OF WHICH
DURATION IS SHORTER

***NIXON & VANDERHYE P.C.
ATTORNEYS AT LAW
1100 NORTH GLEBE ROAD
8TH FLOOR
ARLINGTON, VIRGINIA 22201-4714
(703) 816-4000
Facsimile (703) 816-4100***

SPECIFICATION

印加時間の短いMTパルスを用いた磁気共鳴イメージング

発明の背景

(発明の分野)

5 本発明は、被検体の原子核スピンの磁気共鳴現象に基づいて被検体内部の血流像や実質部の画像を得る磁気共鳴イメージングに関し、とくに、MT(magnetization transfer)パルスを利用して血液(または血流)と実質部のコントラストを改善した画像を得る磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法に関する。

(従来の技術)

10 磁気共鳴イメージング(MRI)は、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号に基づき画像を得る撮像法である。

この磁気共鳴イメージングの1つの分野として、MRアンギオグラフィ(MR血管造影)がある。このMRアンギオグラフィの従来手法の1つに、MT効果(MTC(magnetization transfer contrast)効果とも呼ばれる)を利用して血液(血流)と実質部との間にコントラストを付けた血流像を得る手法が近年盛んに行われるようになってきた。その一例は、
15 米国特許公報第5,050,609号(Magnetization Transfer Contrast and Proton Relaxation and Use thereof in Magnetic
20 Resonance Imaging)で提案されている。

MT効果の研究は、“Forsen & Hoffman”に拠るST(saturation transfer)法の研究(Forsen et al., Journal of Chemical Physics, Vol.39(11), pp.2892-2901(1963))に端を発しており、複数種の原子核ブ
25 ールとしての例えば自由水と高分子との間のプロトン同士の化学的交換(chemical exchange)および/または交差緩和(cross relaxation)に基づいている。

MT効果を利用した従来のMRアンギオグラフィにも、以下のように幾つかの手法が提案されている。

自由水と高分子のプロトンのスペクトルは、従来よく知られているように、 T_2 緩和（横緩和）時間の長い自由水（ T_2 は約100 msec）と T_2 緩和時間の短い高分子（ T_2 は約0.1～0.2 msec）が同じ周波数に共鳴する領域がある。自由水の信号値の T_2 緩和時間は長いので、そのフーリエ変換後の信号値は半値幅の狭いピークを示す。これに対し、プロテインなどの、高分子間で動きの制限(restricted)されているプロトンの信号値は、 T_2 緩和時間が短いため、フーリエ変換後の信号値は半値幅が広く、スペクトラム上でピーク値としては殆ど現れない。

そこで、自由水の共鳴ピーク周波数 f_0 を中心周波数としたとき、MTパルスとして周波数選択パルスを、自由水の中心周波数 f_0 から例えば500 Hz ずれた周波数帯域を励起(off-resonance励起)する。これにより、平衡状態にあった自由水の磁化 H_f と高分子の磁化 H_r との間において、自由水の磁化 H_f は高分子の磁化 H_r に移動する。この結果、自由水のプロトンからのMR信号値が低下する一方で、高分子のプロトンからMR信号値はそれ以上の割合で低下する。したがって、自由水と高分子との間の化学的交換及び／又は交差緩和が反映される部位とそうでない部位との間で信号値に差が生じるから、この差に因って血流と実質部との間にコントラスト差ができ、血流像を得ることができる。

このMT効果に拠るMRアンギオグラフィ法は、現在のところ、大きくは、空間的に非選択的(spatially non-selective)なイメージング法と、スライス選択的(slice-selective)なイメージング法とに分類することができる。

前者としては、例えば“G.B.Pike,MRM 25, 327-379, 1992”で提案されているように、上記MTパルスとして周波数選択のバイノミアル・パルス(binomial pulse)を空間的に非選択的に印加し、「実質部のMT効果>血流のMT効果」に基づき実質部および血流間のコントラストを得るものである。

また、後者の例としては、“M.Miyazaki,MRM 32, 52-59, 1994”で提

案の手法が知られている。印加時間の長いR F励起パルスと傾斜磁場ス
ポイラーパルスとによりスライス選択的なM Tパルスを形成し、このパ
ルスの印加により、撮像面の実質部（静止部）からの信号をM T効果で
血流よりも大きく減少させ、かつ、撮像面に流入する血流のM T効果を
5 低減させ（血流からの信号の低下が実質部よりも少ない）、血流及び実
質部間のコントラストを引き出す手法である。

また、頭部の3次元スキャンに拠るタイムオブフライト（T O F）ア
ンギオグラフィにおいても、M Tパルスの印加時間は通常15 [m s e
c] 程度に設定されている。

10 さらに、マルチスライス法におけるM T効果については、” PS Melki
and RV Mulkern, Magnetization Transfer Effects in Multislice RARE
Sequence”, Magn Reson Med 24, 189-195(1992)”, “AD Elster,
Radiology 1994; 190:541-551”, “DA Finem, Radiology 1994;
190:553-559”などの報告がある。これらの報告によると、10～16
15 m s e cの波長のM Tパルスを用いられている。

しかしながら、上述したM Tパルスを用いた何れのM Rイメージング
にあっても、M Tパルスの波長、即ち印加時間は長い値に設定されてい
た。1つの繰返し時間T RにおいてM Tパルスの印加時間が占める割合
は、例えば35%程度にもなる。これは、印加時間が長くないと、M T
20 パルスの十分な波形面積を確保できず、高いM T効果を確保できないと
いう歴史的な認識に基づくものであった。

このため、全体のスキャン時間（撮像時間）が長くなるという現実が
ある。また、スキャン時間を変えないで、この印加時間の長いM Tパ
ルスを用いてマルチスライス法を実施すると、スライス枚数が少なくなる
25 。

発明の概要

本発明は、上述した現状を打破するためになされたもので、少なくと
も従来と同等のM T効果を得るとともに、M Tパルスの印加に起因する

スキャン時間を従来法に比べて短縮させることを、第1の目的とする。

また、本発明は、MTパルスを用いるマルチスライス法で2次元のMRイメージングを行うときに、少なくとも従来と同等のMT効果を得ることができ、MTパルスの印加に起因するスキャン時間を従来法に比べて短縮させることができ、更にマルチスライス枚数を従来法と同等の値に維持することを、第2の目的とする。

さらに、本発明は、MTパルスを用いる3次元スキャンでMRイメージングを行うときに、少なくとも従来と同等のMT効果を得るとともに、MTパルスの印加に起因するスキャン時間を従来法に比べて短縮させることを、第3の目的とする。

上述した第1の目的を達成するため、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数のMTパルスを当該被検体に印加するMTパルス印加手段と、前記MTパルスを印加した後に傾斜磁場スボイラーパルスを印加するスボイラ印加手段と、このスボイラーパルスを印加した後に前記撮像領域からエコー信号を収集するスキャンを行うスキャン手段とを備え、前記MTパルスの印加時間を短く設定したことを特徴とする。

一例として、前記MTパルスの印加時間は、10[msec]以下である。とくに、前記MTパルスの印加時間は、6[msec]以下であってもよい。

好適には、前記MTパルスは、従来の印加時間が長いMTパルスと殆ど同等又はそれよりも小さい波形面積を有する。

また、前記第2の目的を達成するために、前記スキャン手段は、前記撮像領域をマルチスライス法に基づきスキャンする手段として構成できる。

さらに、前記第3の目的を達成するために、前記スキャン手段は、前記撮像領域を3次元スキャンする手段として構成できる。この場合、好ましくは、前記MTパルスの前記被検体への印加領域を前記撮像領域とは異なる位置に選択するための傾斜磁場パルスを当該MTパルスと伴に

印加する領域選択手段を更に備えることができる。

また、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置にあつては、前記MTパルスの印加時間を、前記被検体内の磁化スピンの縦磁化が当該印加時間中には殆ど緩和しない程度に短く設定した構成にできる。

5 一方、前記第1の目的を達成するため、本発明に係る磁気共鳴イメージング方法は、化学的変換現象および交差緩和現象の内の少なくとも一方に基づく結合関係にある被検体内の少なくとも2種類の原子核プールの磁気共鳴現象に基づきエコー信号を収集する磁気共鳴イメージング方法であり、前記被検体に印加時間の短いMTパルスを印加して前記
10 少なくとも2種類の原子核プール間の結合関係をデカップリングし、このデカップリングした原子核プールに傾斜磁場スポイラーパルスを印加し、この後に、前記被検体の撮像領域のエコー信号を収集することを特徴とする。

例えば、前記2種類の原子核プールは、自由水の原子核プールと高分子の原子核プールである。また、前記撮像領域のエコー信号は、前記第
15 2又は第3の目的を達成するため、MTパルスを用いるマルチスライス法に基づく2次元スキャン、又は、MTパルスを用いる3次元スキャンにより収集するようにしてもよい。さらに、一例として、前記MTパルスの印加時間は、10[msec]以下である。

図面の簡単な説明

添付図面において、

図1は、本発明の第1及び第2の実施例に係る磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示す機能ブロック図、

25 図2は、本発明の第1の実施例に係る、マルチスライス法に拠る2次元スキャンのパルスシーケンスの概要と印加タイミングを示すフローチャート、

図3は、対比説明のために記載した従来法に拠るMTパルスを表すパルスシーケンス、

図 4 A 及び 4 B は、M T パルスの印加に伴うスピンの縦磁化成分の挙動を M T パルスの印加時間の長短について対比して模式的に説明する図、

5 図 5 は、M T 効果の優劣を従来法と本発明法とで対比して模式的に説明する図、

図 6 は、実験結果を示す図、

図 7 は、実験結果を示す図、

図 8 は、実験結果を示す図、

図 9 は、実験結果を示す図、

10 図 10 は、本発明の第 2 の実施例に係る、3 次元スキュアのパルスシーケンスの概要を示すフローチャート、及び、

図 11 は、第 2 の実施例において M T パルスを印加する事前励起領域と撮像用パルス列を印加する撮像領域との位置関係を例示する説明図、である。

15 好適な実施例の詳細な説明

以下、本発明に係る実施例を添付図面を参照して説明する。

(第 1 の実施例)

第 1 の実施例を図 1 ～ 9 に基づき説明する。

20 この実施例にかかる磁気共鳴イメージング (M R I) 装置の概略構成を図 1 に示す。

25 この磁気共鳴イメージング装置は、撮像対象としての被検体 P を載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体 P の E C G 信号を計測する心電計測部と、被検体に一時的な息止めを指令する息止め指令部とを備えている。

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石 1 と、この磁石 1 に電流を供給する静磁場電源 2 とを備え、被検体 P が遊挿される円筒状の開口部

(診断用空間)の軸方向(Z軸方向)に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交する、ガントリの物理軸としてのX、Y、Z軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組(種類)のx、y、zコイル3x~3zを備える。傾斜磁場部はさらに、x、y、zコイル3x~3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもと、x、y、zコイル3x~3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x~3zに供給されるパルス電流の制御することにより、物理軸であるX、Y、Z方向の傾斜磁場を合成して、スライス方向傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_E 、および読出し方向(周波数エンコード方向)傾斜磁場 G_R を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向は互いに直交する論理軸方向であり、この各方向の傾斜磁場は、静磁場 H_0 に重畳される。

送受信部は、磁石1内の診断用空間にて被検体Pの近傍に配設されるRFコイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。送信器8Tは、磁気共鳴(MR)を起こさせるためのラーモア周波数のRF電流パルスをRFコイル7に供給する。受信器8Rは、RFコイル7が受信したMR信号(高周波信号)を取り込み、これに各種の信号処理を施してデジタル量のMRデータ(原データ)を生成するようになっている。

さらに、制御・演算部は、シーケンサ(シーケンスコントローラとも

呼ばれる) 5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、入力器 13 および音声発生器 16 を備える。

この内、ホスト計算機 6 は、予め記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の

5 動作を統括する機能を有する。

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信機 8 R の動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力した MR 信号のデシベルデータを一旦受けて、これを演算ユニット 10 に転送するように構成されている。

10

ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば x, y, z コイル 3 x ~ 3 z に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

15

このパルスシーケンスとしては、2次元スキャン又は3次元スキャンのパルスシーケンスである。また、そのパルス列の形態としては、SE (スピンエコー) 法、FE (フィールドエコー) 法、FSE (高速SE) 法、FFE (高速FE) 法、FASE (高速Asymmetric SE) 法、EPI (エコープランナーイメージング) 法など、どのような撮像用パルス列であってもよい。

20

演算ユニット 10 は、受信器 8 R から出力されたデジタル量のエコーデータを入力して内蔵メモリで形成されるフーリエ空間 (k 空間または周波数空間とも呼ばれる) に配置し、このエコーデータの組を2次元又は3次元のフーリエ変換に処して実空間画像に再構成するようになっている。

25

記憶ユニット 11 は、エコーデータ及び再構成された画像データを保管する。表示器 12 は画像を表示する。また入力器 13 を介して、スキャン条件、パルスシーケンスなどの情報をホスト計算機 6 に入力できる

ようになっている。

音声発生器 14 は、ホスト計算機 6 から指令があったときに、息止め開始および息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させて ECG 信号を電気
5 信号として検出する ECG センサ 17 と、このセンサ信号にデジタル化
処理を含む各種の処理を施してシーケンサ 5 に出力する ECG ユニ
ット 18 とを備える。この心電計測部による計測信号は、スキャンシー
ケンスを実行するときのタイミング信号としてシーケンサ 5 により用い
られる。これにより、心電同期のための同期タイミングを適切に設定で
10 き、この設定した同期タイミングに拠る心電同期スキャンを行ってエ
コーデータを収集できるようになっている。

図 2 に、2 次元マルチスライス法に拠るエコー収集のタイミング及び
パルスシーケンスの一例を示す。複数のスライス n 枚のそれぞれが繰返
し時間 TR 毎に RF 励起されてエコー収集され、次の繰返しまでの間に
15 残りのスライスが順次、同様に励起されてエコー収集される。これによ
り、何れかのスライスが必ず「 $minimum\ TR$ 」とも呼ばれる繰
返し時間（周期）でエコーが収集される。

このエコー収集に使用されるパルスシーケンスは図 2 に示す如く、印
加時間の短い MT パルス P_{mt} と、横磁化スピンをデフーズさせるた
めにスライス、位相エンコード、及び読出しの何れか又は全部の傾斜磁
20 場方向に印加されるスポイラーパルス $P_{spoiler}$ と、撮像用パルス列 S_{ima}
とをこの順に時系列方向に並べて形成されている。なお、図 3 には、従
来の MT パルス P_{mt}' を用いたパルスシーケンスを対比のために示す。

本実施例の MT パルス P_{mt} は、 $Sinc$ 関数やガウシアン関数の波形
25 を所定周波数の高周波信号で変調した高周波パルスに生成され、その周
波数は例えば被検体の水成分の共鳴中心周波数から所定値だけオフセ
ットさせた値に設定される。この MT パルス P_{mt} の印加時間は従来の 1
5 msec 程度の値と比較して短い値、即ち、後述するように実験など
の確認によって得られた 10 msec 未満の値（例えば 1.5 msec

）に設定される。

ただし、本実施例のMTパルス P_{mt} の波高値（強度）、その印加時間を短縮したことを加味して高く設定される。しかしながら、この波高値は、MTパルス P_{mt} の波形面積が従来のMTパルス P_{mt}' のそれと同程度になるまで高くしてもよいが、必ずしもそこまで上げる必要は無い。その理由は、MTパルスの印加時間を短縮させたことに伴うMT効果の改善分による寄与の方が大であることによる。更に、例えばマルチスライス法に基づく2次元スキャンを行う場合、他のスライス励起時に得られるMT効果が寄与することにも拠る。

本実施例では、MTパルス P_{mt} はスライス用傾斜磁場を伴わずに、非スライス選択的に印加されるが、必要に応じて、スライス選択的に印加するようにしてもよい。

本実施例に係るMTパルス P_{mt} の印加時間としては、本発明者の後述する実験に拠ると、撮像用パルス列 S_{ima} として2次元マルチスライス法を採用した場合、10 msec以下の値に短縮することで、従来の印加時間の長いMTパルスに比べて相当に高いMT効果が得られることが分かっている。更に、MTパルス P_{mt} の印加時間を6 msec以下に設定することで、従来のMTパルスに比べて格段に高いMT効果が得られることも分かっている。

このため、本発明では、印加時間の長いMTパルスとは10 msec以上の印加時間を意味し、印加時間の短いMTパルスとは10 msec未満の印加時間を意味する。

スポイラーパルス P_{slr} は従来と同様に、2 msec程度の印加時間に設定される。さらに、撮像用パルス列 S_{ima} は、SE系やFE系のパルス列で形成され、その種類により印加時間は異なる。

本実施例において、RFコイル7、送信器8T、シーケンサ5、及びホスト計算機6が発明のMTパルス印加手段の要部を形成し、傾斜磁場コイルユニット3、傾斜磁場電源4、シーケンサ5、及びホスト計算機6が本発明のスポイラ印加手段の要部を形成し、更に、RFコイル7、

受信器 8 R、シーケンサ 5、及びホスト計算機 6 がスキャン手段の要部を形成している。

続いて、本実施例に係る磁気共鳴イメージング装置の作用効果を説明する。

5 例えば、被検体の撮像部位が頭部であるとする、頭部の所望部位が 2 次元マルチスライス法に拠ってスキャンされる。所望部位は複数枚のスライスに分けて選択励起され、各スライスから繰返し時間 TR 毎にエコー信号が収集される。

この収集において、最初に、印加時間の短い（例えば 1.5 msec ） MT パルス P_{mt} が印加される。これにより、励起部位の原子核スピンの縦磁化成分は図 4 A に示す如く、 $-z'$ 軸方向に反転されるが、 MT パルス P_{mt} の印加時間が短いため、印加時間中に縦磁化成分が z' 軸方向の初期状態に戻る割合は小さいか又は無視できるほど小さい。つまり、縦磁化成分の“shortening”効果が大きく、これにより、高分子と自由水との間のプロトン同士の化学的交換(chemical exchange)及び／又は交差緩和(cross relaxation)が促進される。

この後、スポイラーパルス P_{sp} が印加されて横磁化成分が十分にディフェーズされた後、所定の撮像用パルス列 S_{ima} の印加によってエコー信号が収集される。このとき、 MT パルスの印加時間が短いために、 MT パルスの印加自体に拠る MT 効果と、撮像用パルス列 S_{ima} の印加に拠る MT 効果とが相乗して効いてくる。

上述の如く、短い印加時間の MT パルスの印加に因って高分子と自由水との間のプロトンの化学的交換や交差緩和が大きく促進されるので、収集されるエコー信号の信号値は低くなる。つまり、単位時間当たりの MT 効果が向上し、より大きな MT 効果が得られる。

これを、印加時間が長い MT パルスを用いた従来の場合と比較して説明する。従来の場合、 MT パルスを印加している時間が長いので（例えば 15 msec ）、図 4 B に模式的に示す如く、その印加途中において $+z'$ 軸方向に戻る成分が出始め、印加終了時において $-z'$ 軸方向に

残っている正味の縦磁化成分は、印加時間が短いMTパルスするとき（図4A参照）に比べて少なくなる。このため、MTパルスの印加時間が短い本実施例に比べて、高分子と自由水との間のプロトンの化学的交換や交差緩和が少ないので、収集されるエコー信号の信号値は本実施例の場合よりは大きい。つまり、その分、小さいMT効果しか得られない。

このため、本実施例のように印加時間の短いMTパルスを用いて収集したエコー信号と、従来のように印加時間の長いMTパルスを用いて収集したエコー信号とをその強度SIで比較すると、定性的には図5に示す如く表わされる。同図は、MR造影剤（例えばgadolinium-DTPA）を投与して頭部の断面像を得る場合を示す。造影剤はMT効果を受ける割合が元々少ないので、この造影剤が癌などの病巣部Dを通ることにより、病巣部Dが高い信号値で描出される。正常な組織部Tは、上述した如く、印加時間の短いMTパルスを使用しているので、大きなMT効果を受けて信号値が大きく下がる。つまり、病巣部Dと正常組織部Tとの間のコントラストが従来の場合よりも高くなる。

これに対して、従来の場合、MTパルスの印加時間が長いので、上述した理由に因って正常組織部TのMT効果はそれほど大きくは無く、信号値の低下量は小さい。このため、病巣部Dと正常組織部Tとの間のコントラストは本実施例の場合に比べて低い。

このため、本実施例のように、印加時間を短く設定し且つ所要量の波形面積を確保したMTパルスを用いることで、MT効果の影響を大きく受ける部位とそうでない部位との間のコントラストをより一層高め、病巣部などの描出能を格段に向上させることができる。従って、2DマルチスライスのT1強調画像や軟骨を描出させる画像に好適である。

とくに、所謂、「minimum TR」と呼ばれるスライス相互間の繰返し時間が比較的短かい2次元マルチスライス法の場合、MTパルスの印加時間が短くても、マルチスライス相互間のオフ・レゾナンス励起に因る相乗効果（潜在的なMT効果）も一緒に得られるので、全体として、高いMT効果を実に得ることができる。逆に言えば、かかる相乗効果が

在るので、MTパルスの波形面積を若干低めに設定した場合でも、十分なMT効果を得ることができる。

また、MTパルスの印加時間が短くて済むため、各励起毎のスキャン時間も短く、全体の撮像時間を短縮させることができる。

- 5 さらに、各励起毎のスキャン時間が短いので、従来と同程度のマルチスライス枚数を確保する場合、全体の撮像時間を短縮することができる。反対に、従来と同程度の撮像時間を設定が許される場合、かかるマルチスライス枚数を多く設定することができる。

- 10 この撮像時間とマルチスライス枚数の一例を挙げる。頭部をマルチスライス法（スライス厚＝7 mm）を実施する場合、撮像用パルス列＝SE法、minimum TR＝28 msec、TR＝500 msecの場合、スライス枚数＝17枚を確保することができる。このSE法のパルス列に、従来法に拠る印加時間が17 msec（スボイラーパルスを含む）のMTパルスを付加する場合、スライス枚数＝11枚に低減する。反対に、17枚のスライス枚数を確保するには、繰返し時間TRを765 msecまで延長する必要があった。

- 15 これに対して、本発明を適用して上述の撮像を行う場合、MTパルスの印加時間＝3.5 msec（スボイラーパルスを含む）とし、その他の条件は同じとすると、繰返し時間TR＝536 msecと、若干延長するだけで、スライス枚数＝17枚を確保することができる。

20 ここで、本発明の効果を定量的に検証するために、本発明者が行った実験結果を図6～9に示す。

- 25 実験1の結果を図6に示す。この実験では、マルチスライス法を用い、頭部T1強調像で必要なマルチスライス枚数＝17枚、フリップ角＝500°、MTオフセット周波数＝－1500 Hz、MTパルス波形＝ $\text{sinc}(1\pi, 1\pi)$ に設定して、MTパルスのパルス長を10～1.5 msecまで変化させながら信号収集を行った。なお、PVA信号値及びノイズは任意単位の数値で示してある。また、パルス長（全長）＝ τ 長×2である。

これによると、従来法に相当するシーケンス：SE 15-MTC 5000 (MTパルスのパルス長=10 msec) に比べて、本発明に相当するシーケンス：SE 15-MTC 750 (MTパルスのパルス長=1.5 msec) では、MTR (MT ratio) がS/Nで見て45%ほど向上し、且つ、スライス枚数=17のときの繰返し時間TRが半分以下に低減した。

また、従来法に相当するシーケンス：SE 15-MTC 5000とSE 15-MTC 3000 (MTパルスのパルス長=6 msec) とを比較してみると、この場合も、MTRが向上していることが分かる(即ち、S/Nが低くなる)。このことから、MTパルスのパルス長=10 msec未満の値に設定することで、既に、本発明に相当する、「印加時間の短いMTパルス」の効果が発揮されることが分かる。このため、本発明に係るMTパルスの印加時間の範囲は、10 msec未満の値と解釈される。

実験2の結果を図7に示す。この実験では、繰返し時間TR=500 msecに固定し、MTパルスのパルス長を10~1.5 msecまで変化させながら信号収集を行った。その他の撮像条件は上述と同じである。

この実験から、通常の撮像時間(TR=500 msec程度)の場合、MTパルスのパルス長を10 msec未満とすることで、従来法に相当するシーケンス：SE 15-MTC 5000の場合よりも、大きなMT効果(S/Nが低い)を得るとともに、スライス枚数を増加できることが分かった。この効果は、S/N及び枚数の数値が示すように、MTパルスのパルス長=10 msec未満となることで既に発揮されることが分かる。

実験3を図8に示す。この実験は、スライス枚数及びフリップ角を固定し、MTパルスの周波数オフセット量を可変にしたときのS/Nの変化を示す。この実験から、自由水の共鳴ピーク周波数を中心にしてそのプラス側、マイナス側でMT効果を発揮する範囲が確認された。

さらに、実験4を図9に示す。この実験は、MTパルスのオフセット周波数を+側、-側で同じ数値(1200Hz, -1200Hz)に設定し、それらをパラメータとしたときの、MTパルスのフリップ角(MTパルス強度)の変化に対するS/Nの変化を示す。これにより、MT
5 効果が発揮されるパルス強度範囲とその対称性を確認できた。

上述した実験はPVAファントムについて行っているが、PVAファントムと人体頭部とを比較した場合、MT効果は一般に人体頭部の方が大きいことが知られている。従って、本発明に係る撮像を人体頭部に実施した場合、「印加時間の短いMTパルス」の効果はより顕著なものになる
10 るので、このことから、本発明の有効性が実証されている。

(第2の実施例)

図10及び11を参照して、本発明の磁気共鳴イメージング装置に係る第2の実施例を説明する。

15 この第2の実施例では、上述したMTパルスを用いる2次元マルチスライス法に基づく2次元スキャンに代えて、上述したMTパルスを例えば米国特許第5、627、468号に記載の3次元スキャン法に適用して撮像を行う磁気共鳴イメージング装置が提供される。この磁気共鳴イメージング装置は、そのハードウェア構成は第1の実施例のものと同等
20 であるので、その詳細な説明は省略する。

この磁気共鳴イメージング装置のシーケンサ5により、3次元スキャンの一例として、図10に示すパルスシーケンスが実行される。

同図から分かるように、このパルスシーケンスは、スライス方向傾斜磁場 G_s と共に MT パルス P_{mt} が最初に印加され、次いでスライス方向
25 傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_e 、および読出し方向(周波数エンコード方向)傾斜磁場 G_r の夫々にスポイラーパルス P_{slr} が印加される。次いで、一例としてFE法を採用した3次元スキャンの撮像用パルス列 S_{ima} が印加される。

この内、MTパルス P_{mt} に本発明に係る印加時間短縮の手法が適用さ

れている。つまり、印加時間 T_{dur} は第 1 の実施例と同様に、10 msec 未満の値に短縮されている。また、この MT パルス P_{mt} のフリップ
アングルは、高周波磁場の強度で表すと、6 乃至 32 μT に、好ましく
は 19 乃至 26 μT に設定される。角度表示によれば、高周波磁場の強
5 度 6 μT 、32 μT はそれぞれ、90 度、500 度となる。

この MT パルス P_{mt} と並行して印加されるスライス方向傾斜磁場 G_s
は、図 11 に示すように、所望の撮像領域 R_{ima} とは異なる事前励起領
域 R_{mt} の位置を選択できるように、例えばその強度が予め設定されてい
る。これにより、例えば所望の撮像領域 R_{ima} が図 11 に示すように頭
10 部の場合、事前励起領域 R_{mt} の位置は心臓に対して撮像領域 R_{ima} より
も遠方の頭頂部に設定される。この結果、MT パルス P_{mt} の印加領域が
頭頂部側の事前励起領域 R_{mt} に限定され、撮像領域 R_{ima} に心臓側から
流入する血流がその流入側で励起されることはない。

このように印加時間が短く設定された MT パルス P_{mt} の印加が終わる
15 と、例えばスライス方向、位相エンコード方向、及び読出し方向それぞ
れにスポイラーパルス P_{slr} が印加される。

この後、引き続き、撮像用パルス列 S_{ima} の各パルスが撮像領域 R_{ima}
に印加され、撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される。このエコー
信号は、血流から得られる強いエコー信号を含む。つまり、心臓から
20 頭部に流入してきた動脈 AR は、撮像領域 R_{ima} に入って初めて撮像用
パルス列 S_{ima} で励起されるので強いエコー信号を発生するが、頭頂部
を経て心臓に戻る静脈 VE は、頭頂部側に設定された事前励起領域 R_{mt}
ですでに励起されているので、撮像領域 R_{ima} において発生するエコー
信号の強度は小さくなる。

したがって、静脈 VE からの信号レベルを抑制し、臨床的により意義
の高い動脈 AR からの信号レベルを相対的に増大させることができる。
同時に、撮像領域 R_{ima} から離れた近傍に事前励起領域 R_{mt} を設定し、
かかる領域 R_{mt} に MT パルス P_{mt} を印加するので、撮像領域 R_{ima} にお
いて実質部から発生するエコー信号の低下の割合は血流からのそれよ

りも大きい（すなわちMT効果）。このMT効果の増大は、本実施例に係る、印加時間の短いMTパルス P_{mt} によって更に顕著になる。これによって、末梢血管を高い精度で画像化するMRアンギオグラフィを行うことができる。

- 5 勿論、必要に応じて、事前励起領域 R_{mt} を撮像領域 R_{ima} よりも心臓に近い位置に設定することもでき、これにより、動脈ARよりも静脈VEの方を強調したMRアンギオグラフィ画像データを得ることができる。

10 以上説明したように、上述した実施例によれば、印加時間の短いMTパルスを用いるので、従来法と同等のMT効果を得るとともに、MTパルスの印加に起因するスキャン時間（撮像時間）を従来法に比べて大幅に短縮させることができる。

15 また、この印加時間の短いMTパルスを用いてマルチスライス法に拠る2次元スキャンのMR撮像を行うことで、マルチスライス枚数を従来法と同等の値に維持でき、スキャン時間も最小限に低減させることができ、且つ従来法に匹敵又はそれ以上のMT効果を得て画像のコントラストを上げ、MR画像の描出能を向上させることができる。同様に、MTパルスを用いる3次元スキャンのMR撮像に、この印加時間の短いMTパルスを採用することもでき、良好なMT効果とスキャン時間の短縮との両方を達成できる。

20 なお、上述した実施例に記載の内容は、請求項記載の発明を実施するときの例示的な態様に過ぎず、当業者であれば本発明の趣旨を逸脱しない範囲で種々の態様に変更、変形して実施できることは勿論である。例えば、本発明に係るMTパルスを用いたMRイメージングは、被検体内を流れる脳髄液など、他の流体のイメージングに適用することもできる。

特許請求の範囲

1. 被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数のMTパルスを当該被検体に印加するMTパルス印加手段と、前記MTパルスを印加した後に傾斜磁場スポイラーパルスを印加するスポイラ印加手段と、このスポイラーパルスを印加した後に前記撮像領域からエコー信号を収集するスキャンを行うスキャン手段とを備え、

前記MTパルスの印加時間を短く設定したことを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

2. 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記MTパルスの印加時間は、10[msec]以下であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

3. 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記MTパルスの印加時間は、6[msec]以下であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

4. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記MTパルスは、従来の印加時間が長いMTパルスと殆ど同等の波形面積を有することを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記MTパルスは、従来の印加時間が長いMTパルスよりも小さい波形面積を有することを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

6. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記スキャン手段は、前記撮像領域をマルチスライス法に基づき2次元スキャンする手段であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

7. 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記スキャン手段は、前記撮像領域を 3 次元スキャンする手段であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

5

8. 請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記 M T パルスの前記被検体への印加領域を前記撮像領域とは異なる位置に選択するための傾斜磁場パルスを当該 M T パルスと共に印加する領域選択手段を更に備えたことを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

10

9. 被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数の M T パルスを当該被検体に印加する M T パルス印加手段と、前記 M T パルスを印加した後に傾斜磁場スポイラーパルスを印加するスポイラ印加手段と、このスポイラーパルスを印加した後に前記撮像領域からエコー信号を収集するスキャンを行うスキャン手段とを備え、

15

前記 M T パルスの印加時間を、前記被検体内の磁化スピンの縦磁化が当該印加時間中には殆ど緩和しない程度に短く設定したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

10. 請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記 M T パルスの印加時間は、10 [m s e c] 以下であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

25

11. 請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記スキャン手段は、前記撮像領域をマルチスライス法に基づき 2 次元スキャンする手段であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

12. 請求項10に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記スキャン手段は、前記撮像領域を3次元スキャンする手段であることを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

5 13. 請求項12に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記MTパルスの前記被検体への印加領域を前記撮像領域とは異なる位置に選択するための傾斜磁場パルスを当該MTパルスと共に印加する領域選択手段を更に備えたことを特徴とした磁気共鳴イメージング装置。

10 14. 化学的変換現象および交差緩和現象の内の少なくとも一方に基づく結合関係にある被検体内の少なくとも2種類の原子核プールの磁気共鳴現象に基づきエコー信号を収集する磁気共鳴イメージング方法において、

15 前記被検体に印加時間の短いMTパルスを印加して前記少なくとも2種類の原子核プール間の結合関係をデカップリングし、このデカップリングした原子核プールに傾斜磁場スボイラーパルスを印加し、この後に、前記被検体の撮像領域の前記エコー信号を収集することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

20 15. 請求項14記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記2種類の原子核プールは、自由水の原子核プールと高分子の原子核プールである磁気共鳴イメージング方法。

25 16. 請求項15記載の磁気共鳴イメージング方法において、
前記撮像領域のエコー信号はマルチスライス法に基づく2次元スキャンにより収集することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

17. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング方法において、

前記撮像領域のエコー信号は、3次元スキャンにより収集することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

18. 請求項17に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
- 5 前記MTパルスの前記被検体への印加領域を前記撮像領域とは異なる位置に選択するための傾斜磁場パルスを当該MTパルスと共に印加することを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

19. 請求項14に記載の磁気共鳴イメージング方法において、
- 10 前記MTパルスの印加時間は、10 [msec] 以下であることを特徴とした磁気共鳴イメージング方法。

要 約

- M Tパルスの印加により充分なM T効果を得るとともに、スキャン時間を短縮する磁気共鳴イメージング法が提供される。被検体の撮像領域に対してオフ・レゾナンスとなる周波数のM Tパルスを当該被検体に印
- 5 加し、M Tパルスを印加した後にスポイラーパルスを印加し、スポイラーパルスを印加した後に撮像領域からエコー信号を収集する。M Tパルスの印加時間は短く設定される。この印加時間は、好適には10 [m s e c] 以下の値である。M Tパルスの波形面積は、従来と同等な所要値に設定される。このM Tパルスは、マルチスライス法の2次元スキャン
- 10 や、3次元スキャンに好適に適用できる。